



## MicroPatent® PatSearch Fulltext: Record 1 of 1

Search scope: JP (bibliographic data only)

Years: 1981-2006

Patent/Publication No.: ((JP05168602))

[Order/Download](#) [Family Lookup](#) [Find Similar](#) [Legal Status](#)

[Go to first matching text](#)

**JP05168602 A**

### CONTINUOUS HEART BEAT MONITORING SYSTEM CASIO COMPUT CO LTD

#### Abstract:

PURPOSE: To reduce the power consumption of a transmitting part for transmitting an emergency signal in accordance with necessity to a receiver for receiving a heart beat signal from a heart beat detector attached to the body of an object person to be monitored and deciding its abnormality, and executing a notice processing at the time when abnormality of a heart beat is generated.

CONSTITUTION: In a transmitter 2, an arithmetic part 35 for predicting and calculating a receiving timing of the next heart beat signal received by a receiving part is provided, whether an EH receiving part 31 receives a heart beat signal (c) at the receiving timing obtained by this arithmetic part 35 or not is decided, and in the case the heart beat signal (c) is received continuously by a prescribed number of times at the predicted receiving timing, this system is shifted to a power economizing mode in which a driving electric conduction to the EH receiving part 31 is stopped until the next predicted receiving timing by an operating signal (d). In such a state, in the case the heart beat signal (c) is not received at the predicted receiving timing in this power economizing mode, mode control is executed in order that this system is migrated immediately to a regular mode for always executing the driving electric conduction to the EH receiving part 31.

[no drawing]

COPYRIGHT: (C)1993, JPO&Japio

#### Inventor(s):

YAMADA TORU

Application No. 03341308 JP03341308 JP, Filed 19911224, A1 Published 19930702

Original IPC(1-7): A61B0050245  
A61B00500

| Current IPC-R | Invention | version  | additional version |
|---------------|-----------|----------|--------------------|
|               | A61B00500 | 20060101 |                    |

|          |             |          |  |  |
|----------|-------------|----------|--|--|
| Advanced | A61B0050245 | 20060101 |  |  |
| Core     | A61B00500   | 20060101 |  |  |
|          | A61B005024  | 20060101 |  |  |

**Patents Citing This One (1):**

→ WO2005086063 A2 20050915 KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS, N.V.  
METHOD AND SYSTEM TO MINIMIZE POWER CONSUMPTION  
BY USING STAGED LIFE-THREATENING ARRHYTHMIA  
DETECTION ALGORITHM



For further information, please contact:

[Technical Support](#) | [Billing](#) | [Sales](#) | [General Information](#)

(19)日本特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-168602

(43)公開日 平成5年(1993)7月2日

(51)Int.Cl.<sup>5</sup>

A 61 B 5/0245

5/00

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

102 A 7831-4C

8932-4C

A 61 B 5/02

321 T

審査請求 未請求 請求項の数1(全10頁)

(21)出願番号

特願平3-341308

(22)出願日

平成3年(1991)12月24日

(71)出願人 000001443

カシオ計算機株式会社

東京都新宿区西新宿2丁目6番1号

(72)発明者 山田 亨

東京都羽村市栄町3丁目2番1号 カシオ

計算機株式会社羽村技術センター内

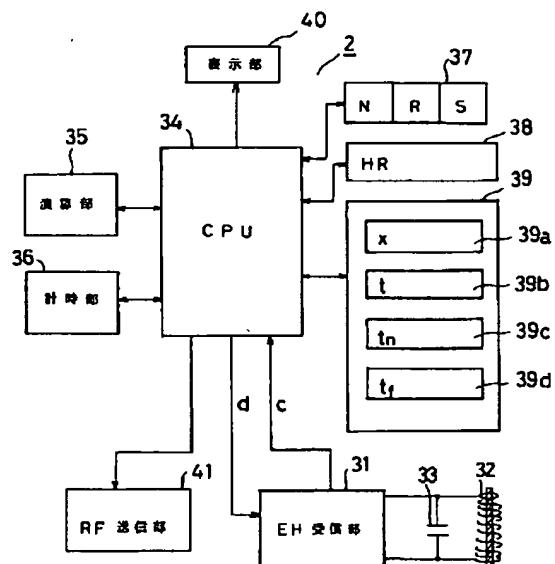
(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54)【発明の名称】 常時心拍モニタシステム

(57)【要約】

【目的】モニタ対象者の身体に取付けられた心拍検出器からの心拍信号を受信してその異常を判断し、心拍異常発生時の報知処理を行なう受信器に対して必要により緊急信号を送信する送信部の消費電力を低減させる。

【構成】送信器2において、上記受信部で受信される次の心拍信号の受信タイミングを予測演算する演算部35を設け、この演算部35で得られた受信タイミングでEM受信部31が心拍信号cの受信をしたか否かを判断して、予測した受信タイミングで心拍信号cを所定回数連続して受信した場合には上記EM受信部31への駆動通電を動作信号dにより次の予測受信タイミングまでの間停止する節電モードに移行し、この節電モード中に予測した受信タイミングで心拍信号cを受信しなかった場合にはただちに上記EM受信部31への駆動通電を常時行なう通常モードに移行させるべくモード制御する。



### 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 モニタ対象者の身体に直接取付けられ、その心拍を検知する検知手段と、この検知手段で検知された心拍を信号化して送信出力する第1の送信手段とを有する心拍検出器と、

この心拍検出器からの心拍信号を受信する第1の受信手段と、この第1の受信手段で受信された心拍信号によりモニタ対象者の心拍異常を判断する異常判断手段と、この異常判断手段でモニタ対象者の心拍異常と判断した際に緊急信号を送信する第2の送信手段と、上記第1の受信手段で受信される次の心拍信号の受信タイミングを予測演算する演算手段と、この演算手段で得られた受信タイミングで上記第1の受信手段が心拍信号の受信をしたか否かを判断するタイミング判断手段と、このタイミング判断手段が予測した受信タイミングで心拍信号を所定回数連続して受信したと判断した場合に上記第1の受信手段への駆動通電を上記演算手段で得られる次の予測受信タイミングまでの間停止する節電モードに移行させると共に、この節電モード中に予測した受信タイミングで心拍信号を受信しなかったと判断した場合にはただちに上記第1の受信手段への駆動通電を常時行なう通常モードに移行させるモード制御手段を有する送信器と、この送信器からの緊急信号を受信する第2の受信手段と、この第2の受信手段で受信された緊急信号に従って心拍異常発生時の報知処理を行なう報知処理手段とを有する受信器とからなることを特徴とする常時心拍モニタシステム。

### 【発明の詳細な説明】

#### 【0001】

【産業上の利用分野】 この発明は、モニタ対象者の心拍を常時モニタリングし、心拍に異常があった場合にこれを検知してしかるべき報知を行なう常時心拍モニタシステムに関する。

#### 【0002】

【従来の技術】 従来の常時心拍モニタシステムは、完全な非健康体ではなく、心臓疾患の程度の浅い、常時心拍数を監視しなければならない人々が常時携帯するものであり、心拍を検出してその心拍数に異常が認められた場合には、ただちに緊急信号を携帯している送信器から例えば電話器に接続された受信器側に送信し、病院等に設置されている集中管理システムに通報するようになっている。

#### 【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかるに上記送信器は、携帯性の点から大きさが制限されている反面、常時心拍数異常の判断を行なって必要に応じて緊急信号の送信を行なう構成となっているので、電力の消費が多く、電源となる電池の寿命が短いために、頻繁に電池を交換しなければならないという問題を有していた。

#### 【0004】

この発明は上記のような実情に鑑みてなさ

れたもので、その目的とするところは、モニタ対象者に常時携帯され、心拍数の異常を判断して緊急信号の送信を行なう送信器の消費電力を低減してその電源となる電池の寿命を延ばすことが可能な常時心拍モニタシステムを提供することにある。

#### 【0005】

【課題を解決するための手段及び作用】 すなわちこの発明は、モニタ対象者の身体に直接取付けられた心拍検出器から送信されてくる心拍信号を受信する受信部と、この受信部で受信された心拍信号によりモニタ対象者の心拍異常を判断する異常判断部と、この異常判断部でモニタ対象者の心拍異常と判断した際に心拍異常発生時の報知処理を行なう受信器に対して緊急信号を送信する送信部とを有する送信部において、上記受信部で受信される次の心拍信号の受信タイミングを予測演算する演算部を設け、この演算部で得られた受信タイミングで上記第1の受信部が心拍信号の受信をしたか否かを判断して、予測した受信タイミングで心拍信号を所定回数連続して受信した場合には上記第1の受信部への駆動通電を上記演算部で得られる次の予測受信タイミングまでの間停止する節電モードに移行し、この節電モード中に予測した受信タイミングで心拍信号を受信しなかった場合にはただちに上記第1の受信部への駆動通電を常時行なう通常モードに移行させるべくモード制御するようにしたもので、心拍が安定していると判断される間は節電モードに自動的に移行し、次の心拍信号が受信されると予測されるタイミングまでの間は受信部の動作を停止させて無駄な電力の消費を抑えることができる。

#### 【0006】

【実施例】 以下図面を参照してこの発明の一実施例を説明する。

【0007】 図1は本発明の一実施例に係る基本的な外観構成を示すもので、1がモニタ対象者の身体で心拍の検出を確実に行なうことができる部位、例えば左胸下部に直接取付けられ、検出した心拍信号を電磁誘導（図では「EM」と示す）により送信する検出器、2が同モニタ対象者の例えば左手首に装着され、上記検出器1からの電磁誘導による心拍信号を受けてその心拍数を表示すると共に、該心拍信号のエラー訂正を行なって安定化させた後に心拍の異常判断を行ない、異常があれば異常が発生したことを示す緊急信号を搬送周波数（図では「RF」と示す）に重畠して無線送信する送信器、3は例えば電話機4に接続され、1台、または複数台の送信器2から送られてくる搬送周波数に重畠された異常発生信号を受信して医師や看護婦に通電、報知する受信器であり、これら検出器1、送信器2及び受信器3より本発明の一実施例に係る常時心拍モニタシステムが構成される。

【0008】 図2は上記検出器1と送信器2のモニタ対象者5への装着状態を示すものである。同図に示すよう

に、検出器1はバンド6等によりモニタ対象者5の身体で心拍の検出を確実に行なうことができる部位である左胸下部に固定して装着され、その表面に突出した一对の電極が心臓直上部の皮膚に接触するようになっている。

この検出器1で検出された心拍は信号化され、電磁誘導により例えば70～80cmの有効範囲内で送信されるもので、この電磁誘導による信号が同モニタ対象者5の左腕手首に装着された腕時計状の送信器2で受信される。

【0009】送信器2は、受信した電磁誘導による心拍信号に対してノイズ除去、補間のエラー訂正を行ない、その後に心拍数の算出、不整脈等の異常の有無を判断し、異常があれば、ここでは図示しない受信器3に対して異常が発生したことを示す緊急信号を搬送周波数に重畠して無線送信する。次いで上記検出器1、送信器2の具体的な回路構成について説明する。

【0010】図3は上記検出器1内に設けられる電子回路の構成を示す。図中、11は心拍検出部であり、モニタ対象者5の該当部位に当接された上記一对の電極から得られる人体の筋電位差を增幅し、フィルタリングして心拍信号aを生成し、EM送信制御部12に出力する。

【0011】このEM送信制御部12は、内部に発振回路12aを備え、また外付けでコンデンサ13と抵抗14とが直列接続されるもので、心拍検出部11からの心拍信号aに対してノイズ除去、補間のエラー訂正を行ない、心拍信号bとして抵抗15を介してNPN型のトランジスタ16のベース電極に送出する。

【0012】このトランジスタ16のコレクタ電極とエミッタ電極間にはコンデンサ17が接続され、該コレクタ電極が電磁誘導コイル18の一端に接続されると共に、該エミッタ電極がEM送信制御部12と接続される。電磁誘導コイル18の他端とコンデンサ20の一端に抵抗19を介して電圧VCCが印加され、コンデンサ20の他端が上記トランジスタ16のエミッタ電極に接続される。

【0013】次に上記送信器2内部の回路構成を図4に示す。同図で、検出器1の電磁誘導コイル18による電磁誘導はEM受信部31にコンデンサ33と並列接続された電磁誘導コイル32により周波数選択されて受信され、EM受信部31でパルス信号化されて心拍信号cとしてCPU34へ送られる。

【0014】CPU34は、EM受信部31からの心拍信号cにより送信器2内の各回路の動作制御を行なうもので、心拍数の演算や次の心拍信号cの受信タイミングの予測演算等を行なう演算部35、計時動作を行なう計時部36、動作モード状態を保持するためのフラグレジスタ部37、心拍数データを保持する心拍数レジスタ（図では「HR」と示す）38、各種制御データを保持するレジスタ部39と接続され、また液晶表示素子で構成される表示部40に時刻や心拍数等の表示データを、RF送信部41に緊急信号をそれぞれ出力する。

【0015】上記フラグレジスタ部37は、常時EM受信

部31による受信動作を実行する通常モード時にフラグ“1”を立てる通常モードフラグレジスタ（図では「N」と示す）、次に心拍信号cが受信されると予測される時点までの間EM受信部31の受信動作を停止させる「安静モード」時にフラグ“1”を立てる安静モードフラグレジスタ（図では「R」と示す）、心拍信号cの受信を間欠的に行ない、その間EM受信部31の受信動作を停止させる就寝モード時にフラグ“1”を立てる就寝モードフラグレジスタ（図では「S」と示す）の3つのフラグレジスタから構成されるもので、このフラグレジスタ部37の各フラグのセット状態を認識することによりCPU34が必要に応じてEM受信部31への動作信号dの送出を停止し、その動作を一時的に停止させるものである。

【0016】また、上記レジスタ部39は、心拍数が安定しているか否かを判断するためのxレジスタ39a、心拍信号cの受信間隔を保持するtレジスタ39b、今回心拍信号cを受信した時刻を保持するtnレジスタ39c、演算により算出した予測される次の心拍信号cの受信時刻を保持するtfレジスタ39dを備える。

【0017】上記心拍数レジスタ38は、FIFO方式のレジスタにより図示はしないが多段構成となっており、最も新しく得られた心拍数データを多数個、例えば10個連続して保持するようになっている。

【0018】また、上記レジスタ部39内のtnレジスタ39cは、図示はしないが2段構成となっており、今回の受信時刻データ「tn」及び前回の同データ「tn-1」が記憶保持可能となっている。RF送信部40は、CPU34から送られてきた緊急信号を搬送周波数に重畠してここでは図示しない受信器3に対して送信する。次に上記実施例の動作について述べる。

【0019】図5は上記「通常モード」「安静モード」及び「就寝モード」間での移行状態を示すものである。同図に示すように、常時受信を行なう「通常モード」実行時受信時においてn回連続して一定した心拍数を得た場合には「安静モード」に移行する。

【0020】この「安静モード」はモニタ対象者5の非運動状態を想定したもので、次に心拍信号が受信されるタイミングを演算により予測し、心拍信号が受信されてから次に心拍信号が受信されるであろう予測時刻まで、EM受信部31の動作を停止させるものである。そして、この「安静モード」においてさらにm回連続して一定した心拍数を得た場合には次に「就寝モード」に移行する。

【0021】この「就寝モード」はモニタ対象者5の就寝状態を想定したもので、モニタ対象者5に心臓疾患のある場合など、用途によっては採用せず、この「就寝モード」への移行を禁止する場合もある。しかして、「就寝モード」においては、例えば数分周期で上記「安静モード」での動作と完全にEM受信部31を停止させる状態

とを繰返し実行する。

【0022】また、上記「安静モード」「就寝モード」のいずれにあっても、予測されるタイミングで心拍信号cを受信することができなかった場合や、心拍数の変動が激しいと判断した場合には、直ちに「通常モード」に復帰するものとする。次いで「安静モード」及び「就寝モード」の各モードでのCPU34による心拍信号cの受信処理を説明する。

【0023】図6は「安静モード」におけるEM受信部31から的心拍信号cの受信処理の内容を示すものである。EM受信部31から心拍信号cを受信するとCPU34は、まずステップA1に示すように心拍信号cを受信した時点での時刻データを計時部36から読み込み、これをレジスタ部39のtnレジスタ39cに今回の受信時刻「tn」として保持させる。

【0024】次いでステップA2でCPU34は、このtnレジスタ39cに保持させた今回の受信時刻「tn」とtfレジスタ39dに前回の受信処理時に保持させた予測時刻とが等しいか否かを判断する。この場合、CPU34は内部に記憶している図示しない心拍変動許容値「tm」をもって、tfレジスタ39dに保持される予測時刻の前後「tm」の幅の範囲内にtnレジスタ39cに保持させた今回の受信時刻「tn」があれば予測時刻であると判断し、次にステップA3でEM受信部31による心拍信号cの受信動作を一時的に停止させる。

【0025】図8は「通常モード」から「安静モード」に移行した直後の受信停止状態を示すものである。同図に示すようにCPU34は、それまで時間間隔「T」で安定して心拍信号cを受信していたとすると、「安静モード」に移行しても、心拍信号cのパルスを受信した時刻から「T-tm」の時間が経過する間での間、EM受信部31への動作信号dを停止してその動作を一時的に停止させるものである。

【0026】この停止処理を実行すると共にCPU34は、ステップA4に示すようにtnレジスタ39cに保持される今回の受信時刻データ「tn」から前回の受信時刻データ「tn-1」を演算部35にて減算させ、その差を新たな時間間隔データとしてtレジスタ39bに保持させる。

【0027】その後にCPU34は、ステップA5でtレジスタ39bに保持した受信間隔データを除数として定数「60(秒)」を用いて演算部35で演算「60/T」を実行させ、その商を今回の1分間の心拍数に該当する心拍数データ「HRn」として心拍数レジスタ38に保持させる。

【0028】次いでステップA6で心拍数が安定しているか否かを判断するためのxレジスタ39aを「+1」更新設定し、ステップA7でこの更新設定したxレジスタ39aの内容がCPU34内に保持される定数「m」となったか否か判断する。

【0029】まだ定数「m」に達しないと判断した場合には、次いでステップA8で心拍数レジスタ38に保持される最も新しい10個の連続した心拍数データ「HRn～HRn-9」とtnレジスタ39cに保持される今回の受信時刻データ「tn」により演算部35にて次回の心拍信号cが受信される予測時刻を算出し、これをtfレジスタ39dに保持させる。その後、ステップA9で実際に次の心拍信号cのパルスが受信されるまで待機し、パルスありと判断したら再び上記ステップA1からの処理を繰返し実行する。

【0030】上記ステップA2でtfレジスタ39dに保持される予測時刻の前後「tm」の幅の範囲内にtnレジスタ39cに保持させた今回の受信時刻「tn」がなく、心拍信号cが予測時刻を外れて受信されたと判断した場合にCPU34は、次にステップA10でxレジスタ39aの内容をクリアして「0」とし、続くステップA11でフラグレジスタ部37の通常モードフラグレジスタに新たにフラグ“1”を、同安静モードフラグレジスタにそれまでのフラグ“1”に代えて“0”をそれぞれセットしてから、「通常モード」の受信処理状態に復帰する。

【0031】また、上記ステップA7で更新設定したxレジスタ39aの内容がCPU34内に保持される定数「m」となったと判断した場合にCPU34は、次いでステップA12でxレジスタ39aの内容をクリアして「0」とし、続くステップA13でフラグレジスタ部37の就寝モードフラグレジスタに新たにフラグ“1”を、同安静モードフラグレジスタにそれまでのフラグ“1”に代えて“0”をそれぞれセットしてから、「就寝モード」の受信処理状態に移行する。

【0032】図7はこの「就寝モード」におけるEM受信部31から的心拍信号cの受信処理の内容を示すものである。EM受信部31から心拍信号cを受信するとCPU34は、まずステップB1に示すように心拍信号cを受信した時点での時刻データを計時部36から読み込み、これをレジスタ部39のtnレジスタ39cに今回の受信時刻「tn」として保持させる。

【0033】次いでステップB2でCPU34は、xレジスタ39aの内容が「0」であるか否かにより上記心拍信号cの受信が「就寝モード」になってから最初のものであるか否かを判断する。

【0034】xレジスタ39aの内容が「0」である場合にCPU34は、動作の安定を計るために今回の心拍信号cの受信に関しては予測時刻に関する処理を見送ることとし、次にステップB12でxレジスタ39aの内容を「+1」更新設定して「1」とした後に、次いでステップB13で心拍信号cのパルスが受信されるまで待機し、パルスありと判断したら再び上記ステップB1からの処理を繰返し実行する。

【0035】「就寝モード」になってから2回目移行の

心拍信号 c の受信にあっては、ステップ B 1 で心拍信号 c を受信した時点での時刻データを  $t_n$  レジスタ 39c に今回の受信時刻「 $t_n$ 」として保持させ、ステップ B 2 で x レジスタ 39a の内容が「0」ではないと判断した後に、ステップ B 3 で  $t_n$  レジスタ 39c に保持させた今回の受信時刻「 $t_n$ 」と  $t_f$  レジスタ 39d に前回の受信処理時に保持させた予測時刻とが等しいか否かを判断する。ここで予測時刻であると判断すると C P U 34 は、次にステップ B 4 で EM 受信部 31 による心拍信号 c の受信動作を一時的に停止させる。

【0036】図 9 は「安静モード」から「就寝モード」に移行した直後の受信停止状態を示すものである。同図に示すように C P U 34 は、それまで「安静モード」で心拍信号 c が受信されると予測される特定時間帯のみ動作信号 d により EM 受信部 31 での受信動作を実行させていたが、「就寝モード」に移行しても始めの 1 回のみ前記「安静モード」の動作を続行し、それからは予め特定される時間、例えば心拍信号 c のパルスを 2 発受信する間、EM 受信部 31 への動作信号 d を連続して停止してその動作を停止させ、以後心拍信号 c のパルス 2 発分ずつ、動作の停止状態と「安静モード」での動作を繰り返し実行するものである。

【0037】ステップ B 4 での停止処理を実行すると共に C P U 34 は、ステップ B 5 に示すように  $t_n$  レジスタ 39c に保持される今回の受信時刻データ「 $t_n$ 」から前回の受信時刻データ「 $t_{n-1}$ 」を演算部 35 にて減算させ、その差を新たな時間間隔データとして  $t$  レジスタ 39b に保持させる。

【0038】その後に C P U 34 は、ステップ B 6 で  $t$  レジスタ 39b に保持した受信間隔データを除数として定数「60 (秒)」を用いて演算部 35 で演算「 $60 / T$ 」を実行させ、その商を今回の 1 分間の心拍数に該当する心拍数データ「 $HR_n$ 」として心拍数レジスタ 38 に保持させる。

【0039】次いで C P U 34 はステップ B 7 でこの心拍数レジスタ 38 に保持させた今回の心拍数データ「 $HR_n$ 」と前回の同データ「 $HR_{n-1}$ 」との差の絶対値「 $|HR_n - HR_{n-1}|$ 」を演算部 35 にて算出し、続くステップ B 8 でこの算出した値がある所定値に比して大きいか小さいかにより心拍数の変動が激しいか否かを判断する。

【0040】ここで小さいと判断すると、その時点では心拍に異常なしと判断し、次いでステップ B 9 に進んで心拍数レジスタ 38 に保持される最も新しい 10 個の連続した心拍数データ「 $HR_n \sim HR_{n-9}$ 」と  $t_n$  レジスタ 39c に保持される今回の受信時刻データ「 $t_n$ 」により演算部 35 にて次回の心拍信号 c が受信される予測時刻を算出し、これを  $t_f$  レジスタ 39d に保持させる。その後、ステップ B 10 で実際に次の心拍信号 c のパルスが受信されるまで待機し、パルスありと判断したら再び上

記ステップ B 1 からの処理を繰り返し実行する。

【0041】また、例えばモニタ対象者 5 が就寝している状態から覚醒するなどの理由により、上記ステップ B 3 で心拍信号 c が予測時刻を外れて受信されたと判断した場合、あるいは上記ステップ B 8 で心拍数の変動が激しいと判断した場合に C P U 34 は、次にステップ B 11 でフラグレジスタ部 37 の通常モードフラグレジスタに新たにフラグ「1」を、同就寝モードフラグレジスタにそれまでのフラグ「1」に代えて「0」をそれぞれセットしてから、「通常モード」の受信処理状態に復帰する。

【0042】このように、「通常モード」から「安静モード」へ、そして「安静モード」から「就寝モード」へと移行することにより、順次 C P U 34 から EM 受信部 31 への動作信号 d によりその動作状態を段階的に停止させ、受信待機状態での EM 受信部 31 での無駄な電力消費を抑えることにより、送信器 2 の電源である電池を有效地に使用することができる。

【0043】

【発明の効果】以上詳記した如くこの発明によれば、モニタ対象者の身体に直接取付けられた心拍検出器から送信されてくる心拍信号を受信する受信部と、この受信部で受信された心拍信号によりモニタ対象者の心拍異常を判断する異常判断部と、この異常判断部でモニタ対象者の心拍異常と判断した際に心拍異常発生時の報知処理を行なう受信器に対して緊急信号を送信する送信部を有する送信部において、上記受信部で受信される次の心拍信号の受信タイミングを予測演算する演算部を設け、この演算部で得られた受信タイミングで上記第 1 の受信部が心拍信号の受信をしたか否かを判断して、予測した受信タイミングで心拍信号を所定回数連続して受信した場合には上記第 1 の受信部への駆動通電を上記演算部で得られる次の予測受信タイミングまでの間停止する節電モードに移行し、この節電モード中に予測した受信タイミングで心拍信号を受信しなかった場合にはただちに上記第 1 の受信部への駆動通電を常時行なう通常モードに移行させるべくモード制御するようにしたので、心拍が安定していると判断される間は節電モードに自動的に移行し、次の心拍信号が受信されると予測されるタイミングまでの間は受信部の動作を停止させて無駄な電力の消費を抑え、送信器の消費電力を低減してその電源となる電池の寿命を延ばすことが可能な常時心拍モニタシステムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施例に係る外観構成を示す図。

【図 2】図 1 の検出器と送信器のモニタ対象者への装着状態を示す図。

【図 3】検出器の内部回路構成を示すブロック図。

【図 4】受信器の内部回路構成を示すブロック図。

【図 5】各動作モードの遷移状態を説明する図。

【図 6】図 5 の C P U による安静モード時の受信処理の

内容を示すフローチャート。

【図7】図5のC P Uによる就寝モード時の受信処理の内容を示すフローチャート。

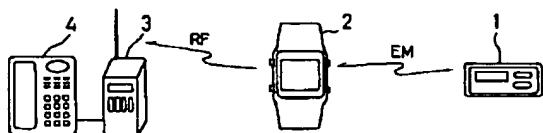
【図8】通常モードから安静モードへ移行した直後の受信停止状態を示すタイミングチャート。

【図9】安静モードから就寝モードへ移行した直後の受信停止状態を示すタイミングチャート。

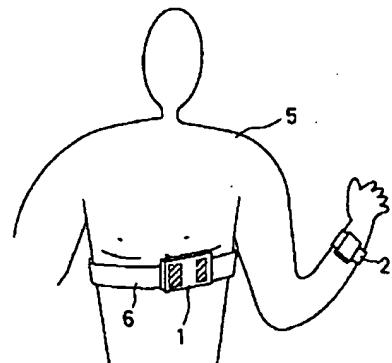
【符号の説明】

1 …検出器、2 …送信器、3 …受信器、4 …電話機、5 …モニタ対象者、6 …バンド、11…心拍検出部、12…E M送信制御部、12 a …発振回路、18, 32…電磁誘導コイル、31…E M受信部、34…C P U、35…演算部、36…計時部、37…フラグレジスタ部、38…心拍数レジスタ（H R）、39…レジスタ部、39 a …x レジスタ、39 b …t レジスタ、39 c …tn レジスタ、39 d …tf レジスタ、40 …表示部、41…R F送信部。

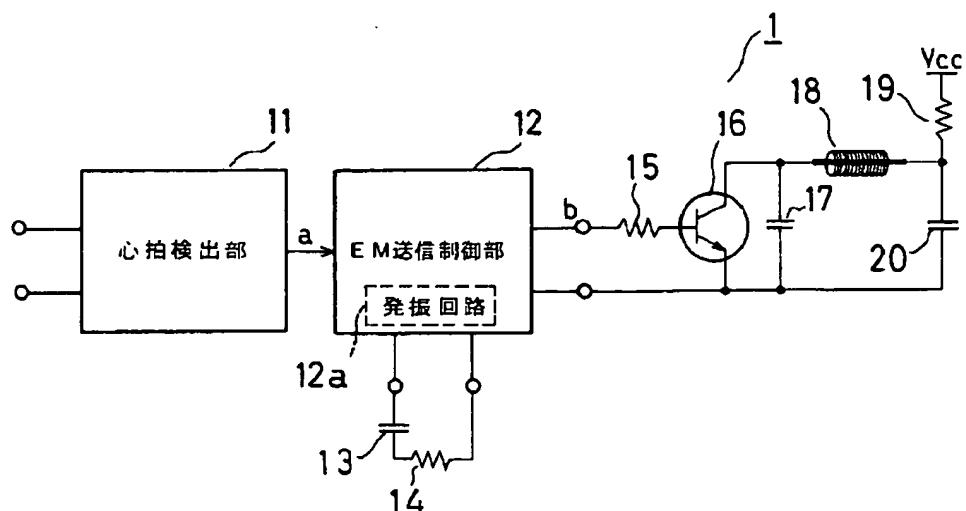
【図1】



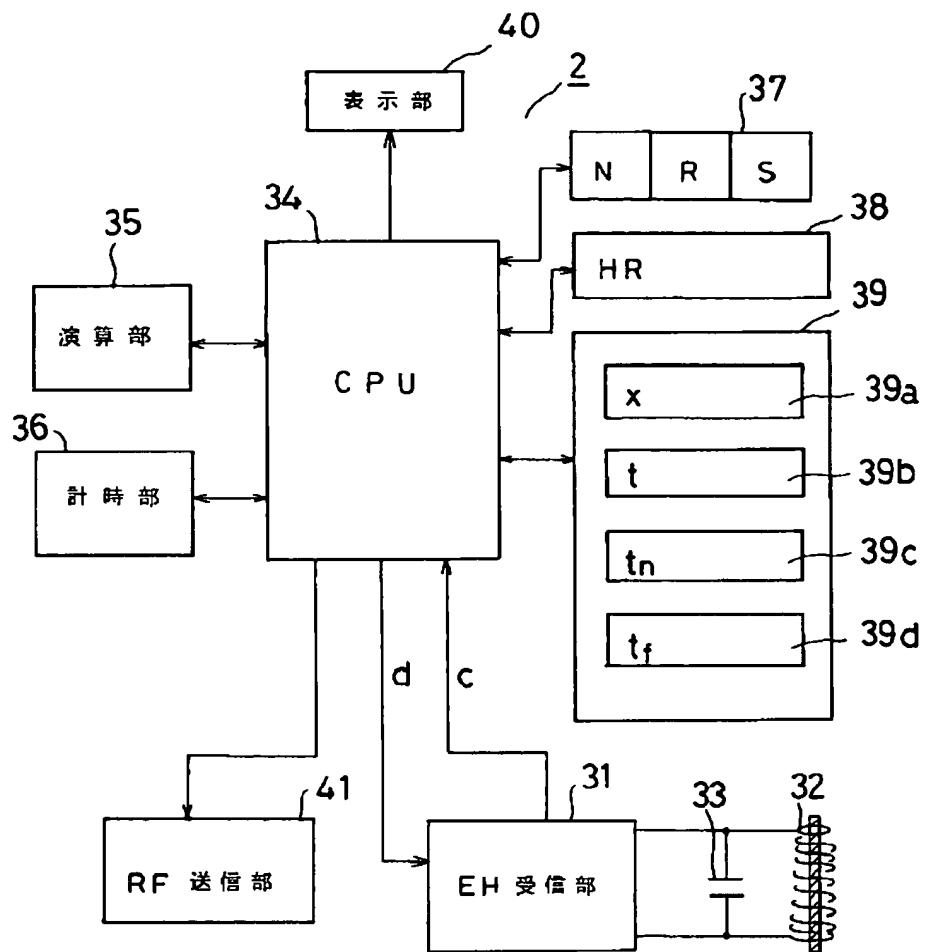
【図2】



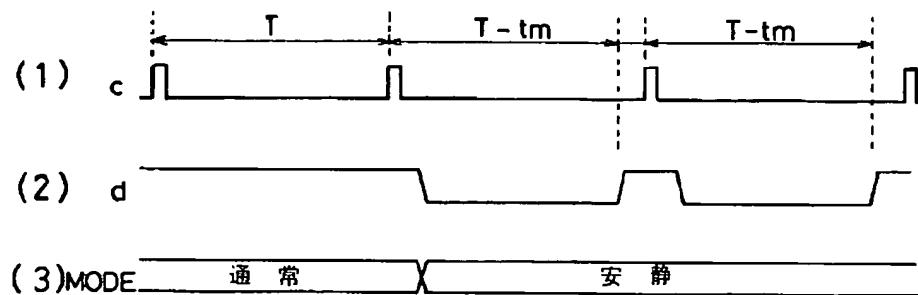
【図3】



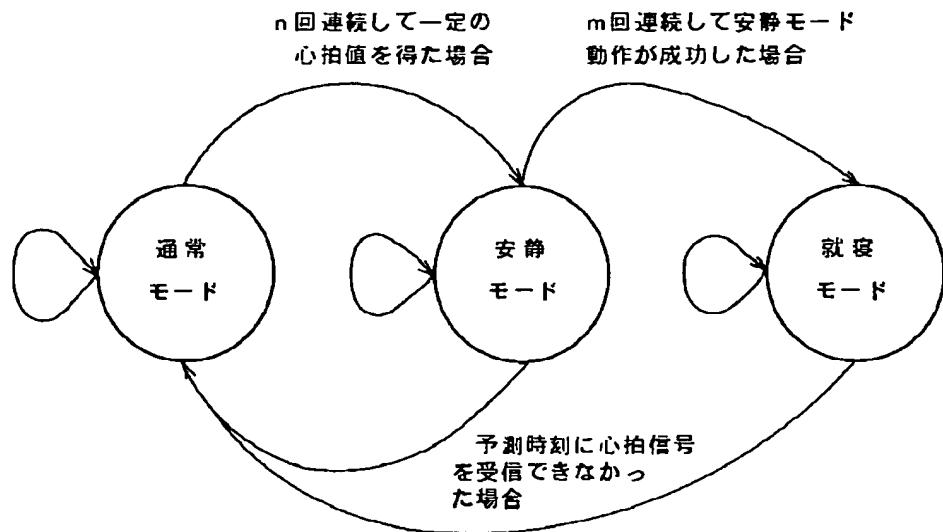
【図4】



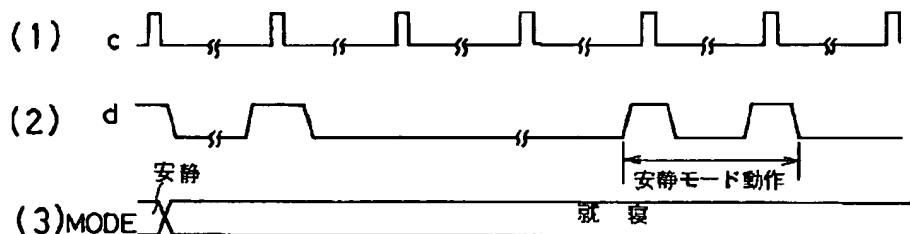
【図8】



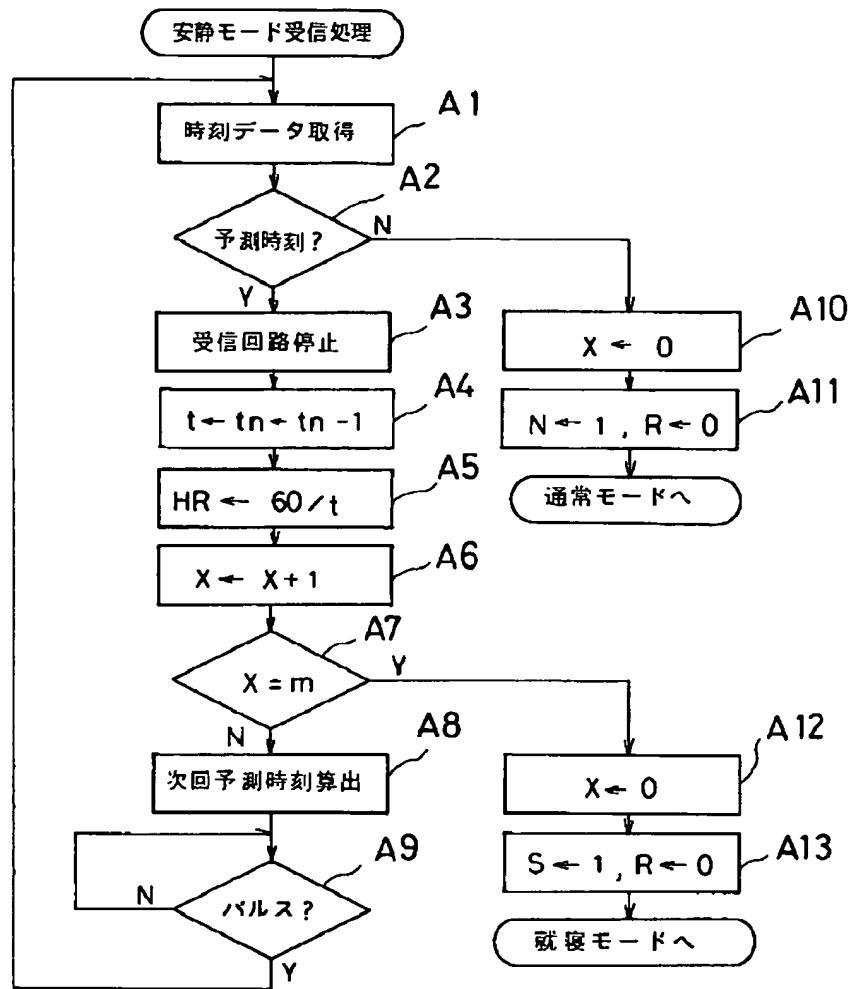
【図5】



【図9】



【図6】



【図7】

